PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number:

09-296019

(43)Date of publication of application: 18.11.1997

(51)Int.Cl.

C08F293/00

A61K 47/30 C08F 4/04

(21)Application number: 08-113461

(71)Applicant: NOF CORP

(22)Date of filing:

08.05.1996

(72)Inventor: SUGIYAMA KAZUO

(54) BLOCK COPOLYMER AND MEDICAL MATERIAL

(57) Abstract:

ROBLEM TO BE SOLVED: To obtain a block copolymer containing a polysiloxane group and a phosphorylcholine group and excellent in moldability, etc., by polymerizing a monomer containing a phosphorylcholine group in the presence of a polymerization initiator $_{\mathcal{CO}}^{\mathsf{r}}$ mprising an azo compound containing a polysiloxane group. SOLUTION: This copolymer is obtained by polymerizing a monomer component containing as the essential constituent a monomer having a phosphorylcholine group and presented by formula II (wherein R1, R2 and R3 are each a 1-8C alkyl, aryl or hydroxyalkyl; x is a group of any one of formulas III, IV, etc.; R4 is H or methyl; Y is a group of any one of formulas V, VI, etc.; and p is 1 to 9) in the presence of a polymerization initiator comprising an azo compound $_{co}^{\prime}$ ntaining a polysiloxane group and represented by formula I (wherein m is 50 to 300; and a is 20 to 300). The copolymer is excellent in film-forming properties and the microstructure of its film, solubility, etc., can be designed as desired by altering the composition of the polymerization initiator and the monomer c^{o} mponent. It is also excellent in biocompatibility, such as resistances to protein adsorption and cell adhesion, and therefore suitable for a medical material.

 $= (Ga_2Gi,_2a)_{-1}(ai,_2a)_{-2} =$

31

ľ

LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

30.04.2003

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3580022 [Date of registration] 30.07.2004

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19)日本国特許庁 (JP) (12) 公開特許公報 (A)

1

(11)特許出願公開番号

特開平9-296019

(43)公開日 平成9年(1997)11月18日

(51) Int.Cl. 6	識別記号	庁内整理番号	FΙ	技術表示箇所
C08F 293/00	MRK		C 0 8 F 293/00	MRK
A 6 1 K 47/30			A 6 1 K 47/30	В
C 0 8 F 4/04	MEG		C 0 8 F 4/04	MEG

審査請求 未請求 請求項の数3 OL (全 12 頁)

		E	Manual Basic Association (12 12 30)
(21)出顧番号	特顯平8-113461	(71)出願人	000004341 日本油脂株式会社
(22)出顧日	平成8年(1996)5月8日		東京都渋谷区恵比寿四丁目20番3号
		(72)発明者	杉山 一男
			広島県東広島市髙屋町中島801-13
		[

(54) 【発明の名称】 プロック共重合体および医療用材料

(57)【要約】

【課題】 抗タンパク付着、抗細胞接着などの生体適合 性に優れ、高分子で、かつ強固なフィルムなどの成型体 を容易に成形することができる新規かつ有用なポリシロ キサン基ーホスホリルコリン基含有重合体を提供する。

*【解決手段】特定のポリシロキサン基含有アゾ系重合開 始剤を用いてホスホリルコリン基単量体を重合した、下 記の一般式[1]で示されるブロック共重合体。 【化1】

[ただし、式中、mは50~300(ポリシロキサン部 ※ [ただし、式中、R'、R'、R'、R3は炭素数1~8のアル 分の分子量4,000~20,000)、aは20~3 10 キル基、アリル基またはヒドロキシアルキル基、Xは、00(数平均分子量10,000~100,000)] で示されるポリシロキサン基含有アゾ系重合開始剤を用いて、下記一般式[2]

7化2】

(ただし、式中、 R^4 は水素原子もしくはメチル基、 R^5 は炭素数 $1\sim20$ のアルキル基、アルケニル基、ヒドロキシアルキル基を示す)であり、また、Yは、

[
$$\{\text{L4}\}\]_{p}$$
, - $\{\text{CH}_2\text{CH}_2\text{O}\}_{p-1}\text{CH}_2\text{CH}_2$ - ,

であり、pは1~9の整数である。] で示される<u>ホスホリルコリン基含有単量体を必須成分として重合してなるポリシロキサン基</u>ーホスポリルコリン基含有ブロック共重合体。

【請求項2】請求項1記載のポリシロキサン基ーホスホリルコリン基含有ブロック共重合体の構造が下記一般式[3]

【化5】

.!

「ただし、式中、 R^1 、 R^2 、 R^3 は炭素数 $1 \sim 8$ のアル *よって開裂して生成したエチレン連鎖であり キル基、アリル基またはヒドロキシアルキル基、X'は は、 ×のエチレン性重合可能な不飽和基がラジカル開始剤に*10 【化6】

(ただし、式中、R⁴は水素原子もしくはメチル基、R⁵ は炭素数1~20のアルキル基、アルケニル基、ヒドロ キシアルキル基をしめす)であり、またYは、

 $- (CH_2CH_2O)_{p-1}CH_2CH_2 - ,$

であり、pは1~9の整数である。また、nは10~5 0000の整数、mは50~300、bは20~300 である。また2.5℃におけるメタノール溶液としたとき の極限粘度が0.05~0.5d1/gである。] で示 されるブロック共重合体。

【請求項3】請求項1記載のポリシロキサン基ーホスホ リルコリン基含有ブロック共重合体を有効材料とする医 療用材料。

【発明の詳細な説明】

[0001]

【発明の属する技術分野】本発明は、ポリシロキサン基 およびホスホリルコリン基を有するブロック共重合体に 関する。さらには、該ブロック共重合体を用いる医療用 材料に関する。

[0002]

【従来の技術】生体内には多種のリン脂質が含まれてお 40 り、これらのリン脂質は生体が生命を維持するために重 要な役割を演じていることが明らかになっている。例え ば、ホスホリルコリン基などを有するリン脂質は細胞膜 などの細胞質の構成要素であり、生体の種々な代謝過程 と密接な関係があり、またその他にも脳組織のエネルギ 一源、脂肪の運搬および吸収、血液の凝固、食物の味覚 などにも非常に重要な役割を果たしている。このように リン脂質は生体全体の生命維持において多くの機能をも つため、人工臓器用等の医用材料、バイオセンサー等の センサー類などに応用する試みが数多くなされている。 50 必ずしも十分な性能を示したものはほとんどなかった。

5

また、一方ポリシロキサンは化学的安定性が高く、溶出 物をほとんど含まないといった点でも生体安定性に優れ ている。また分子鎖の運動性が非常に高く、分子量や架 **橋度の違いによってオイル、ゲル、ペースト、エラスト** マー、プラスチックス等と性状を変えることができる特 性をもっている。さらに気体透過性、生体親和性、撥水 性等の機能をもつことが知られている。また一方、ポリ シロキサン基を含有するアゾ系重合開始剤を用いて、不 飽和単量体を重合した共重合体は知られている(特公平 2-33053号公報)。しかしながらポリシロキサン 10 が、その他の諸物性、特性の異なる2種類のセグメン 成分とホスホリンコリン成分を同一分子内にもつ共重合 体、特にブロック共重合体は知られていなかった。

[0003]

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、上記 問題点を解決するため、ポリシロキサン基とホスホリル コリン基を有するブロック共重合体を提供することにあ*

[ただし、式中、mは50~300(ポリシロキサン部 分の分子量4,000~20,000)、aは20~3 00 (数平均分子量10,000~100,000)] で示されるポリシロキサン基含有アゾ系重合開始剤を用 いて、下記一般式 [2]

【化9】

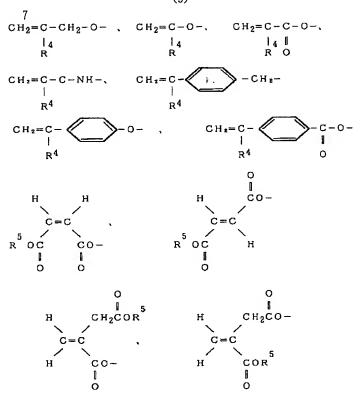
$$\begin{array}{c} O \\ \mathbb{I} \\ X-Y-OPOCH_2CH_2N^* \leftarrow \begin{array}{c} R^1 \\ R^2 \end{array} \cdots [2] \end{array}$$

* る。さらにまた、本発明の目的は、該ブロック共重合体 を用いる医療用材料を提供することにある。

[0004]

【課題を解決するための手段】本発明者らは、上記問題 点に鑑み鋭意検討した結果、ポリシロキサン基含有アゾ 系重合開始剤を用いて、ホスホリルコリン基含有単量体 を重合するとポリシロキサン基とホスホリルコリン基の 両方を含有するブロック共重合体ができることを見いだ し、また、生体親和性という点では共通の特性である ト、すなわちポリシロキサン基とホスホリルコリン基を 有する構造からなるブロック共重合体が、従来にない新 規な機能を発現する材料になりうる可能性を有している ことを見いだし、本発明を完成した。すなわち、本発明 は、一般式[1]

「ただし、式中、R'、R'、R'は炭素数1~8のアル キル基、アリル基またはヒドロキシアルキル基、Xは、 【化10】



(ただし、式中、 R^4 は水素原子もしくはメチル基、 R^5 は炭素数 $1\sim20$ のアルキル基、アルケニル基またはヒドロキシアルキル基を示す)であり、またYは、

 $(CH_2)_{p-}$, - $(CH_2CH_2O)_{p-1}CH_2CH_2 -$.

$$_{\rm CH_3}$$
 $_{\rm CH_3}$ $_{\rm CH_2CHO)}$ $_{\rm p-1}CH_2$ $_{\rm CH-}$

*であり、pは1~9の整数である。]で示されるホスホリルコリン基含有単量体を必須成分として重合してなるポリシロキサン基ーホスホリルコリン基含有ブロック共重合体である。またさらに、前記のポリシロキサン基ーホスホリルコリン基含有ブロック共重合体の構造が下記ー般式[3]

【化12】

[ただし、式中、 R^1 、 R^2 、 R^3 は炭素数 $1\sim 8$ のアル よっキル基、アリル基またはヒドロキシアルキル基、 X^1 は 40 は、Xのエチレン性重合可能な不飽和基がラジカル開始剤に

よって開裂して生成したエチレン連鎖であり、そのX は、

【化13】

(ただし、式中、 R^4 は水素原子もしくはメチル基、 R^5 は炭素数 $1 \sim 2~0$ のアルキル基、アルケニル基またはヒドロキシアルキル基を示す)であり、また Y は、

[(£1 4]] - (CH_2) p-, - (CH_2CH_2O) p-1 CH_2CH_2 - ,

$$\begin{array}{ccc} \text{CH}_3 & \text{CH}_3 \\ \text{I} & \text{I} \\ - \text{(CH}_2\text{CHO)}_{p-1}\text{CH}_2 & \text{CH}- \end{array}$$

であり、pは1~9の整数である。また、nは10~5000の整数、mは50~300、bは20~300である。また25℃におけるメタノール溶液としたときの極限粘度が0.05~0.5d1/gである。]で示されるブロック共重合体である。またさらに、前記のポリシロキサン基ーホスホリルコリン基含有ブロック共重合体を用いることを特徴とする医療用材料である。

[0005]

【発明の実施の形態】一般式[1]で示されるポリシロ 40

キサン基含有アゾ系重合開始剤は、ポリシロキサン基単位を有するラジカル発生剤である。具体的には、例えば、市販のアゾ系重合開始剤として和光純薬(株)製VPSシリーズが挙げられる。VPS-0501は、数平均分子量約3~4万、シロキサン部分の分子量約5千であり、VPS-1001は、数平均分子量約7~9万、シロキサン部分の分子量約1万のものが挙げられる。一30 般式[1]において、mは、50~300で、ポリシロキサン部分の分子量1,000~20,000であり、aは、20~300、数平均分子量10,000~100,000である。

【0006】一般式 [2] において、Xはアリルオキシ基、ビニルオキシ基、プロペニルオキシ基、(メタ)アクリル基、(メタ)アクリルアミド基、p-メチルスチリル基、p-メチルー $\alpha-$ メチルスチリル基などが挙げられる。具体的には、

【化15】

12

などの化合物の基が挙げられる。 R^1 、 R^2 、 R^3 は炭素数 $1\sim8$ のアルキル基、アリル基またはヒドロキシアルキル基、 R^4 は水素原子もしくはメチル基、 R^5 は炭素数 $1\sim2$ 0のアルキル基、アルケニル基またはヒドロキシアルキル基である。一般式 [2] において、Yは、アルキル鎖、エチレンオキシド鎖、プロピレンオキシド鎖由来の基であり、具体的には、

[化16]

$$-(CH_2)_{p}$$
, $-(CH_2CH_2O)_{p-1}CH_2CH_2$.

- (CH2CHO) p-1CH2 CH-

などの化合物の基が挙げられる。 p は $1 \sim 9$ の整数である。

【0007】一般式[3]で示されるブロック共重合体は、前記の一般式[1]のポリシロキサン基含有アゾ系重合開始剤を用いて、一般式[2]で示されるホスホリルコリン基含有単量体を重合して得られる。ホスホリルコリン基含有単量体の具体例としては、前記のXおよびYの組み合わせによって各種単量体が挙げられるが、特

にたとえば、2ーメタクリロイルオキシエチルホスホリルコリン(以下MPCと略す。)が入手しやすく好ましく挙げることができる

本発明のブロック共重合体の製造は、前記のポリシロキ サン基含有アゾ系重合開始剤、MPCを、たとえばエタ ノール、ベンゼン等の単一有機溶媒、またはこれらの混 合溶媒中に溶解してガラスアンプル等の容器の中で、脱 30 気または窒素置換を行った環境下で、50~100℃、 好ましくは60~80℃の条件で、10~40時間、好 ましくは15~25時間振盪しながら重合する。重合後 たとえばジエチルエーテルのような沈殿剤中にブロック 共重合体を析出させることによって目的のブロック共重 合体を得ることができる。得られた共重合体の構造とし ては、アゾ系重合開始剤のラジカル重合の機構より下記 に示すような生成物構造が考えられる。本発明ではアゾ 系重合開始剤の溶解するジエチルエーテルに不溶な、す なわちアゾ系重合開始剤が分解しコモノマーとブロック 40 共重合体を生成したこれら共重合体成分の混合物として 得られる。重合体の構造式を下記に示す。

【化17】

【0008】本発明のブロック共重合体は、ポリシロキサン基およびホスホリルコリン基の両成分とも一般的に言う生体親和性のある材料である。それとともに本発明 20のポリマーの構成成分であるシロキサンセグメントは疎水性であり、ホスホリルコリン基単位は、一般的に大きな親水性を有する。これ以外にも、極性一非極性といった諸物性的には異なった特性を有する2成分より成っている。現在、生体の分子認識の一説として生体が自己認識する場合、材料表面の親水一疎水成分からなるミクロドメイン構造の大きさが大きな役割を果たしていることが言われている。この説からすると本材料を精密に分子設計することによって、生体により近い材料をつくり出すことができるとともに用途に応じた材料設計も可能と 30 考えらる。

【0009】また、本発明のブロック共重合体は、従来 の天然リン脂質に比較して製膜性や成形性に優れてお り、容易にフイルム状や繊維状に成形可能である。しか も得られたフィルム、繊維などの成型品は天然のリン脂 質から成形された成形品に較べはるかに強固なものとな る。例えば、溶液キャスト法などの極めて簡単な方法に より、容易にフィルムを成形することができる。また本 発明のブロック共重合体は、ホスホリルコリン基および ポリシロキサン基を含有する構造を有しているため、ポ リシロキサン基のセグメントとホスホリルコリン基のセ グメントの分子量の違いによってオイル、ゲル、ペース ト、エラストマー、プラスチックス等と性状を変えるこ とができるとともに、抗血栓、抗細胞接着、抗タンパク 付着等の生体親和性、酸素透過性などガス透過性、また 撥水性などをもっている。このため人工臓器などの医用 材料、バイオセンサー等のセンサー類、コンタクトレン ズ等のアイケア品、ガス分離膜など、幅広い分野への利 用が可能である。特に、抗血栓、抗タンパク付着、抗細 胞接着等の生体親和性に優れ、医療用材料として好適で 50 ある。

[0010]

【発明の効果】本発明は、新規かつ有用なポリシロキサン基ーホスホリルコリン基を含有する構造のブロック共重合体である。本発明のブロック共重合体は、ポリシロキサンセグメントを構成するたとえばアゾ開始剤の種類、組成を容易に変えることによって、また、リン脂質類似構造を有するモノマーたとえばMPCの組成を変えることによって、膜のミクロ構造等の特性、諸物性、溶解性等を幅広くまた望むように設計することが可能で、強固なフィルムなどの成形体を容易に成形することができ、また、抗タンパク付着、抗細胞接着等の生体親和性に優れ、医療用材料として好適である。

[0011]

【実施例】次に実施例を用いて本発明を説明する。
[実施例1-1] P-1のブロック共重合体(PDMS-b-PMPC)の合成表1に示すように所定量の2-4タクリロイルオキシエチルホスホリルコリン(MPC)及びポリシロキサン開始剤(和光純薬製VSPシリーズ、VPS-0501)をエタノール:ベンゼン(30:70V/V%)の混合溶媒に溶解してガラス製重合管に入れ、液体窒素浴を用いて脱気操作を行った後溶封した。重合管は80C、20時間振とうし重合させた。反応後、内容物を多量のジエチルエーテル中に注入してブロック共重合体(<math>P-1とする。)を析出させた。溶媒のジエチルエーテルに不溶のブロック共重合体として0.454g得た。収率は59.8%であった。【0012】得られたP-1の共重合体をH-NMRで測定した。結果は次のとおりであった。

'H-NMR (δ (ppm) : TMS/CD₃OD)

 $-Si(CH_3)_2O-$

$$0.8-1.4$$

— C H₃

1.
$$7-2.2$$

– C H₂ –

15 3.2-3.4 $-N(CH_3)_3$ 3.7-3.9- C H₂ -- C H₂ N -4.0-4.1- P O C H₂ -4.1-4.3- C O O C H₂ -4.3-4.4

*果は、79モル%であった。またさらに、P-1の共重 合体の赤外吸収スペクトル(IR)を測定した。結果を 図1に示した。なお、比較として、MPCの単独重合 体、アゾ系重合開始剤の測定結果も併せて示した。以上 の結果から、P-1の主な構造は、次のものと推定し

16

また、「H-NMRの測定からプロトンの面積比より表 1のP-1の共重合体中のMPCモル分率を算出した結*

※ [0013]

【表1】

得られたブロック共重合体P-1の極限粘度はメタノー ルを溶媒としてウベローデ型粘度計で、25℃で測定し た。その結果、0.150dl/gであった。

共重合	アゾ系宝	MPC	Si(CH3)2	収率 (%)	粘 度 [ヵ]	共重合体 中の	接触角
	合開始剤 種類と 量 (g)	量(g) とモル数 (nmol)	モル比	(8)	(d 1 /	MPCの モル%	(度)
P - 1	V P S - 0 5 0 1 0 . 1 5	0.61	50/	59.8	0.150	7 9	20
P - 2	V P S - 1 0 0 1 0. 1 5	0.60	50/	57.6	0.071	8 8	14

【0014】 [実施例1-2] P-2のブロック共重合 30★1.7-2.2 体 (PDMS-b-PMPC) の合成表 1 に示すように 所定量の2-メタクリロイルオキシエチルホスホリルコ リン (MPC) 及びポリシロキサン開始剤(和光純薬製 VSPシリーズ、VPS-1001)を用いて、実施例 1-1と同様にして重合した。溶媒のジエチルエーテル に不溶のブロック共重合体(P-2とする)として0. 432 g 得た。収率は57.6%であった。 【0015】得られたP-2の共重合体を H-NMR

で測定した。結果は次のとおりであった。

'H-NMR (δ (ppm): TMS/CD₃OD)

0.12

0.8-1.4

 $-Si(CH_3)_2O -CH_3$

 $-CH_2-$ 3.2-3.4-N(CH₃)₃3.7-3.9- C H₂ -4.0-4.1- C H₂ N -4.1-4.3- P O C H2 -4.3-4.4- C O O C H₂ -

また、 H-NMRの測定からプロトンの面積比より表 1のポリマー中のMPCモル分率を算出した結果88モ ル%であった。またさらに、P-2のブロック共重合体 の赤外吸収スペクトル(IR)を測定した。結果は実施 40 例1-1と同様であった。得られたP-2のブロック共 重合体の構造は、次のものと推定した。

【化19】 сиз сиз н сн3 CH3 CH3 $-(C-C-)_{n}-C(CH_{2})_{2}CONH(CH_{2})_{3}Si-(OSi)_{n}(CH_{2})_{3}NHCO(CH_{2})_{2}C-$ Ċ٥ CN сиз сиз C₂H₄ 1 9 O-POCH2CH2-N* (CH3)3 ò得られたブロック共重合体P-2の極限粘度はメタノールを溶媒としてウベローデ型粘度計で、25℃で測定した。その結果、0.071dl/gであった。結果を併せて表1に示した。

【0016】 [参考例1] X線光電子分光法 (XPS) の測定

実施例1-1および1-2で得られた共重合体P-1およびP-2(PDMS-b-PMPC)を0.1 g溶かしたメタノール溶液20 m I をガラス基板 (0.5×0.5 cm)上に展開して、常温常圧でキャストし、続いて常温で減圧乾燥を10時間行いフィルムを得た。さらに、このフィルムを25 C の水に24 時間浸漬させた後、凍結乾燥させ試料を調製した。島津製作所製ESC A 750を使用し、PDMS-b-PMPC フィルムをMg K α (1253.6 eV)で測定した。その結果 P-1およびP-2ともに共重合体のフィルムの表面に P PS i の元素が検出されたことを確認した。

【0017】 [実施例2] タンパク質の吸着試験 実施例1-1および1-2で得たP-1およびP-2の ブロック共重合体を用いて、直径0.20mm、60c m2/gのガラスビーズを0.1重量%PDMS-b-PMPCのメタノール溶液に浸し、表面をコートした。 表面コートしたガラスビーズ83.34g(0.10m 2) を直径20mm、高さ300mmのカラムに充填 し、0.067Mのリン酸緩衝液(Alb=pH 5. 6、Glo=pH 6.2) でリンスした後、所定濃度 のタンパク質水溶液をいれた。2時間吸着した後その水 溶液を2mL採取して水溶液中のタンパク質濃度を決定 した。表面コートしたガラスビーズへのタンパク質の吸 着量は、仕込みタンパク質量と水溶液中のタンパク質量 30 の差から求めた。水溶液のタンパク質の濃度はLowr v 法で定量した。その結果を図2に示す。比較のガラス ビーズ単独での吸着量に比べ、P-1およびP-2の共 重合体を用いた場合はタンパク質の吸着が少ないことが わかる。

【0018】 [実施例3] 細胞接着試験 P-1またはP-2の共重合体のメタノール溶液からキャストしてフイルム状の成形体を得た。このフィルムを* * 紫外線滅菌を2時間行ったのち、マウス繊維芽細胞(L 929)の所定量を培養液に分散させ、フィルムに細 胞を藩種し、写真撮影(×100)を行った。また比較 のためにガラスセルとの接着試験も行った。その結果 は、次の状態が観察された。P-1の共重合体のフイル ムは、L-929の接着は全く認められない。P-2の 共重合体のフイルムでは、L-929の接着が認めら れ、コンフルエンス状態(規則的な配向状態)となる。 ガラス基板では、L-929の変成が認められ、異物認 識されている。結果を図3に示した。以上の結果から、 比較例のガラス基板では、異物認識されて変成している のに対して、本発明の実施例1-1のP-1の共重合体 のフイルムでは、異物としての認識がなく、細胞種が接 着しない。これに対して、本発明の実施例1-2のP-2の共重合体のフイルムでは、異物としての認識がな く、細胞種が接着し、増殖することがわかる。

【0019】[参考例2]接触角の測定接触角は、実施例1-1 (P-1)または1-2 (P-2)のブロック共重合体をガラスセル上にコーテイングしたものを試料とし、ゴニオメーター式接触角測定器 (ERMA製型式G-I型)を用いて行った。なお、水滴は15 μ 1の量をコーテイングガラスセルの上に置き、50秒後に左の接触角を、また、70秒後に右の接触角を測定した。測定は、6点の水滴について行い、最大値、最小値を除いた4点の平均値から求めた。結果を併せて、表1に示した。表より、本発明のブロック共重合体をコーテイングしたものは、接触角が14~20度と低く、表面のぬれ性が大きいことがわかる。

【図面の簡単な説明】

【図1】実施例1-1のP-1の共重合体の赤外吸収スペクトル(IR)を図1-aに示した。なお、比較として、MPCのホモポリマーのIRを1-bに、またアゾ系重合開始剤のVPS-0501のIRを1-cに示した。

【図2】実施例2における実施例1-1 (P-1) および1-2 (P-2) のタンパク吸着試験結果を示した。 【図3】実施例3における実施例1-1 (P-1) および1-2 (P-2) の細胞接着試験の結果を示した。

【図3】





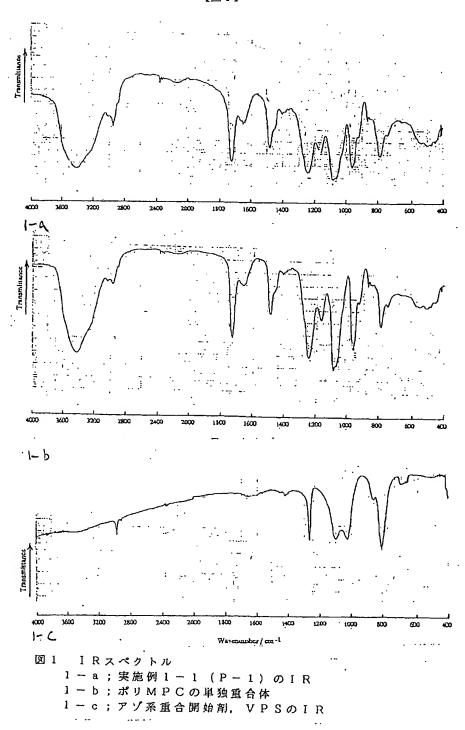


3-a

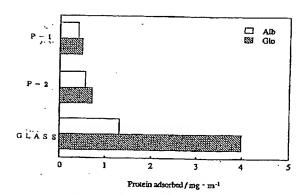
, , ,

図3 細胞接着試験結果 -3-a; P-1 3-b; P-2 3-c; GLASS

【図1.】



[図2]



:.. 図2 タンパク吸着試験結果